

Aus der Orthopädischen Klinik und der
Orthopädischen Universitäts-Poliklinik München

Direktor: Prof. Dr. A.N. Witt

UNTERSCHIEDE DER HISTOLOGISCHEN BILDER
DER KNOCHENVEREINIGUNG BEI OSTEOSYNTHESE
MIT EINER SOG. ELASTISCHEN OSTEOSYNTHESEPLATTE
UND EINER RIGIDEN PLATTE



Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Peter Friedl

aus
München

1976

DISSERTATION - UND DRUCK FRANK UND
8 München 2. Gedruckt wurde in der 2 00 000

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

1. Berichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. H. Zenker
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. A.N. Witt
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 24. 2. 1977



Die Abbildungen, auf die in dieser Arbeit Bezug genommen wird, sind im Original in der Bibliothek des Fachbereichs Medizin der Universität München einzusehen.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A. Einleitung	1
B. Theoretischer Teil	2
I. Zur Morphologie der lamellären Knochenstruktur	2
II. Frakturheilung nach der Kompressionsosteosynthese der langen Röhrenknochen und ihr histologisches Bild	3
III. Die sog. elastische Osteosyntheseplatte, ihre Entwicklung und Beschreibung	9
C. Experimenteller Teil	14
I. Versuchsanordnung	14
II. Material und Methode	14
1. Material	14
2. Operation	14
3. Haltung und Ernährung der Tiere	15
4. Tötung der Tiere und Aufarbeitung der Präparate	15
III. Ergebnisse der histologischen Untersuchungen	16
1. Die Seite der sog. elastischen Osteosyntheseplatte	16
a) Plattennah	16
b) Plattenfern	23
2. Die Seite der V ₄ A Stahlplatte	25
a) Plattennah	25
b) Plattenfern	29
D. Diskussion	35
E. Zusammenfassung	38
F. Literaturverzeichnis	40
G. Danksagung und Lebenslauf	48/49

EINLEITUNG

Die Osteosynthese hat heute eine wichtige Stellung in der Frakturbehandlung erlangt. Die Problematik der exakten Indikation und späteren Technik steht dabei im Vordergrund. Immer mehr an Interesse gewinnt aber das Problem von Refrakturen nach vorausgegangener Osteosynthese und späteren Entfernung des Osteosynthesematerials. Diese Problematik war Ausgangspunkt der Arbeiten von H. ZENKER. Durch die Kenntnis der biomechanischen Eigenschaften der Knochenstruktur hatte man eine, der Federsteifigkeit des Knochens nahekommende Platte versucht zu konstruieren. Nach der Konstruktion erfolgte ihre Erprobung und Auswertung im Tierexperiment.

Im Rahmen der experimentellen Arbeit von H. ZENKER habe ich die Frage der histologisch-morphologischen Untersuchungen zu klären:

Durch die gleichzeitige Osteosynthese mit einer rigiden Platte und einer sog. elastischen Osteosyntheseplatte sollen die Unterschiede des histologischen Bildes der Knochenvereinigung überprüft und untersucht werden.

THEORETISCHER TEIL

Zur Morphologie der lamellären Knochenstruktur

Der Knochen als hochspezialisiertes Bindegewebe durch Verkalkung der organischen Grundsubstanz entstanden, erhält seine Form aus der funktionellen Anpassung. ROUX hat schon 1895 die Theorie der funktionellen Anpassung des Knochengewebes erwähnt. Sein "Maximum-Minimum-Gesetz" besagt, daß ein Maximum an Leistung mit einem Minimum an Material erreicht wird.

Die strukturellen Unterschiede im Aufbau des Knochengewebes sind auf Grund der Stabilität und ihrer dynamischen Elastizität geprägt. Nach KROMPECHER und PAUWELS wird die Knochenbildung durch die äußeren Kräfteeinwirkungen determiniert. Durch die Druckinanspruchnahme resultiert die chondrale Knochenbildung, bei Zugbeanspruchung die desmale Knochenbildung, die mit den kollagenen Fasern am Aufbau des lamellenartigen Knochens zusammenwirkt. Im Zusammenhang zwischen der Art der Knochenbildung und der Art der Inanspruchnahme spielt das letztere nach KROMPECHER die entscheidende Rolle.

Am Lamellenknochen unterscheidet man Compacta und Spongiosastruktur. Die mechanische Festigkeit wird durch den kompakten Knochen erreicht, der spongiöse Anteil ist mit seiner großen Oberfläche, die er den Flüssigkeiten bietet, hauptsächlich am Stoffwechsel beteiligt. Die Corticalis und die Compacta des Knochens sorgen als Tragezone für die dynamische Elastizität und Festigkeit. Sie wird außen und innen durch die äußeren und inneren Grundlamellen gebunden. Die inneren Grundlamellen sind nur schwach ausgebildet.

Die zentraler gelegenen Lamellen, das heißt die Grundsubstanz mit eingeschlossenen Osteozyten, sind um die HAVERS'schen Kanälchen angeordnet, die Nerven, Blut und Lymphgefäße enthalten. Zwischen den zentralen Lamellen, die einem Schachtelsystem ineinandergesteckter Röhren gleichen, (WALLRAFF) liegen parallel verlaufende kollagene Fibrillen. Diese Fibrillensysteme wechseln ihre Richtung in aufeinanderfolgenden

Lamellen annähernd senkrecht, wodurch eine Art Scherengitter entsteht. Die Gesamtheit eines Lamellensystems und eines Zentralkanal wird Osteon genannt. Das Osteon verkörpert nach WALLRAFF die Einheit des lamellären Knochens.

Die physiologische Belastung der Corticalis bewirkt ihre permanente Erneuerung. Durch den Abbau der Corticalis von innen und durch den gleichzeitigen Knochenanbau von außen werden die Osteone ganz oder zum Teil abgebaut und neu aufgebaut. Damit behält die Corticalis ihre Biegefestigkeit und Stabilität. Die Substantia spongiosa, die von der Corticalis umschlossen wird, ist im Diaphysenbereich der langen Röhrenknochen nur schwach ausgebildet. Im Epiphysenbereich ist sie dagegen vorherrschend. Die trajektorielle Anordnung der Spongiosabälkchen besitzt ausreichenden Widerstand gegen die herrschenden Druck- und Zugkräfte. Neben der unterschiedlichen Anordnung der Spongiosabälkchen im Vergleich zur Corticalisstruktur, besitzt die Spongiosa keine, oder sehr selten HAVERS'sche Systeme.

Die äußere Oberfläche des Knochens ist vom Periost bedeckt. Es ist reich an kollagenen Fasern, Blutgefäßen und Nerven. Die Innenschicht (Kambiumschicht) ist dafür zellreicher und behält zeitlebens die Fähigkeit der Osteogenese. Diese Fähigkeit der Neubildung spielt bei der konservativen Knochenbruchheilung, und teils in der operativen Knochenbruchheilung eine wichtige stabilisierende Rolle.

Frakturheilung nach der Kompressionsosteosynthese der langen Röhrenknochen und ihr histologisches Bild

In Anlehnung an die biophysikalischen Kräfte und ihre Determination bei der Knochenbildung, die von KROMPECHER, ROUX und BASSET u.a. beschrieben wurden, hat sich die operative Knochenbruchbehandlung entwickelt. Schon ROUX, später PAUWELS, BLOCK u.a. konnten den günstigen Einfluß von kompressiven mechanischen Kräften auf die Frakturheilung feststellen. Auch MATZEN, der 1952 Experimente mit kompressiver Osteosynthese

an Kaninchenradius durchführte, stellte fest, daß die Knochenbruchheilung mit der Druckosteosynthese schneller erfolgte als jene ohne Druck. Die Untersuchungen von PETROKOV, FRIEDENBERG und FRENCH dienten hauptsächlich der quantitativen Analyse der Größe der Kompression zwischen zwei Fragmentenden. Das Bestreben nach der sog. "calluslosen" Heilung stand dabei im Vordergrund. Über diese Art der Knochenheilung sprach auch DANIS (1949), als er die Heilung ohne sichtbaren Callus mit einer "Verschweißung" (soudure autogène) verglich.

Voraussetzung für die "calluslose Knochenbruchheilung, die man auch als primäre Knochenbruchheilung bezeichnet, ist die exakte Reposition und die absolute Stabilität der Fraktur durch rigides Osteosynthesematerial (ALLGÖWER, DANIS, MÜLLER, SCHENK, WILLENEGGER et al.). Diese Art von Knochenbruchheilung kann durch operative Methoden wie Marknagelung, Verschraubung und Kompressionsosteosynthese erreicht werden. 1963 konnten SCHENK und WILLENEGGER erstmals nach der Osteotomie des Hunderadius, die mit einer Kompressionsplatte versorgt wurde, die primäre Knochenbruchheilung röntgenologisch und histo-morphologisch nachweisen.

Die röntgenologisch anfänglich deutliche Osteotomiestelle war innerhalb von 6-8 Wochen durchgebaut und konsolidiert. Man fand auch selten periostale Auflagerungen im Bereich der Osteotomie. An optimal adaptierten Osteotomiestellen, hauptsächlich unmittelbar unter der Platte, konnte man histologisch die sog. "Kontaktheilung" beobachten. Auf Grund der optimalen flächigen Berührung der Fragmente können von Periost und von der Markhöhle aus keine Gefäßsprossen oder zellreiches Bindegewebe eindringen. Die Überbrückung der Osteotomie muß demnach von der Corticalis selbst ausgehen. SCHENK und WILLENEGGER konnten beobachten, daß der Durchbau der Osteotomie überwiegend und ausschließlich durch eine, von den intracanalikulären Zellen und Gefäßen der HAVERS'schen Kanäle ausgehende Ossifikation erfolgt. Die teilweise devitalisierten Fragmentenden werden durch kurze osteoklastische Tätigkeit "angefrischt". Dieser Abbau beschränkt sich auf die Ausbildung von Resorptionskanälen, deren Orientierung mit den ursprünglichen Osteonen

übereinstimmt. Mit Hilfe der Tetracyclinmarkierung fand SCHENK eine Ausdehnungsgeschwindigkeit der Resorptionskanäle von 0,1 mm pro Tag. Diese Resorptionskanäle sind innen von Osteoblasten besiedelt, die an die Wandung der Kanäle neue Knochenlamellen ablagern. Bereits nach 6 Wochen ist die Osteotomiestelle mit sekundären Osteonen durchwachsen, die von Anfang an longitudinal gerichtet sind. Es kommt an den corticalen Kontaktflächen zu einer Art "Verzapfung" der Osteotomie durch die neugebildeten Osteone. Wenn sich zwischen den zwei Fragmentenden ein mikroskopischer Spalt befindet, sprechen wir von der zweiten Art der Primärheilung, von der sog. "Spaltheilung".

Der interfragmentäre Spalt kommt zustande:

1. durch Inkongruenz der Berührungsflächen
(DANCKWARDT-LILLIESTRÖM et al.);
2. als keilförmiger Spalt an der plattenfernen Corticalis
(WILLENEGGER).

Nach SCHENK und WILLENEGGER wachsen zunächst in den interfragmentären Spalt aus dem Markraum, aus dem Periost und aus vitalisierten HAVERS'schen Kanälen Gefäßsprossen ein, die von zellreichem Bindegewebe begleitet werden. Diese Art der primär angiogenen Knochenbildung entspricht dem, von KROMPECHER beim Schädeldach embryonaler Ratten beschriebenen Vorgang. Die Osteoblasten besetzen die Wandung der HAVERS'schen Kanäle und produzieren bereits nach 8 Tagen einen Knochensaum. Durch schichtweise Ablagerung neuer Lamellen wird die Spalte eingeengt und nach 4 Wochen haben sich die Osteone ausgebildet. Die räumliche Anordnung der neugebildeten HAVERS'schen Systeme wird durch den Verlauf der Gefäße bedingt und stimmt mit der ursprünglichen Struktur der Corticalis nicht überein. Erst in der zweiten Phase wachsen Osteone aus der Corticalis in den Spalt und umgekehrt aus dem Spalt in die gegenüberliegende Corticalis (DANCKWARDT-LILLIESTRÖM et al.). Durch diese Regenerate werden die Fragmentenden miteinander verzapft. Mit der Vereinigung der Fragmentenden erfolgt gleichzeitig die Wiederherstellung der ur-

sprünglichen Corticalisstruktur. Beim quantitativen Erfassen der Umbauvorgänge in den HAVERS'schen Systemen mit Hilfe der Tetracyclinmarkierung konnten SCHENK und WILLENEGGER eindeutig die Beteiligung der Corticalis bei der Frakturheilung unter stabilen Bedingungen beweisen. Nach 8 Wochen waren 63 Prozent, das heißt $\frac{2}{3}$ sämtlicher Osteone von dieser Regeneration erfaßt.

CHARNLEY war 1953 noch der Ansicht, daß die Fragmentenden nach einer Dauerkompression im corticalen Bereich nekrotisch werden und dadurch die Corticalis an einem Regenerationsprozeß nicht aktiv teilnehmen kann. GEIßER (1963) verneinte ebenfalls die Beteiligung der Corticalis bei der Überbrückung der Fragmentenden. Bei einem unter stabiler Dauerkompression stehenden Knochen kommt es durch die kanaläre Resorption der vitalen HAVERS'schen Systeme an den Fragmentenden zu einem langsamen Druckabfall. Durch den Umbau nimmt der Anteil des komprimierten Knochens bei gleichbleibendem Gesamtquerschnitt ab. Die neuentstehenden Osteone stehen nicht mehr unter der, durch die Platte angelegten Kompression. Wie PERREN et al. und HUTZSCHENREUTER 1969 zeigen konnten, sank der interfragmentäre Druck in der ersten Woche um ca. 10 Prozent ab. Danach blieb der Druck noch über Monate erhalten, stetig langsam durch die Umbauvorgänge abnehmend. Auf Grund des langsamen Druckabfalls konnte man das Fehlen einer Drucknekrose an den Fragmentenden, oder einer formveränderten Resorption nachweisen. Damit ließ sich auch ein Beweis für die aktive Leistung der Corticalis bei der Überbrückung der Osteotomie erbringen. Die primäre Knochenbruchheilung setzt eine gute Vaskularität der Fragmente, eine exakte Reposition und eine ideale Stabilität in der Osteotomie voraus. Die stabile Fixation ist nach MÜLLER nur durch Verbundbau zwischen Knochen und Implantat möglich, wobei die Zugkräfte vom Implantat und die Druckkräfte vom Knochen absorbiert werden müssen. Die Klinik der operativen Knochenbruchbehandlung mit der Kompressionsosteosynthese an langen Röhrenknochen weist alle Übergangsstadien von der idealen calluslosen Heilung bis zur Primärheilung mit Callusbildung auf. Die manchmal auftretende periostale und endostale Callusbildung ist als Ausdruck

der Aktivierung der Osteogenese in den parossalen Geweben zu deuten. Sie ist aber für die Wiederherstellung der Knochenfestigkeit unbedeutend. Bei Instabilität in der Frakturzone, wo es zu erheblichen interfragmentären Bewegungen kommen kann, befindet sich im ganzen Frakturspalt Callusgewebe. Diese Art der Knochenbruchheilung, sog. sekundäre Knochenbruchheilung, ist bei der Osteosynthese allerdings unerwünscht.

Die Kompressionsplatte aus Stahl besitzt eine hohe Rigidität. Sie bewirkt durch diese Eigenschaft eine absolute Stabilität und eine annähernd absolute Ruhigstellung in der Frakturzone. Andererseits wird die Corticalis aber, statt Tragezone für die Druck- und Biegekräfte zu sein, weitgehend entlastet und in dieser Zeit seinen biophysikalischen Funktionen nicht gerecht. Durch die angeschraubte Stahlplatte tritt eine erhebliche Ablenkung des Kraftflusses von der Mittelachse des Knochens auf (LEITZ 1968). Auch KÖBLER und WIECHELL konnten zeigen, daß bei einem hauptsächlich auf Biegung konstruierten Knochen, die Hauptspannungen entfernt der Knochenachse auftreten. Dadurch kommt es in der plattennahen Corticalis zu einer Inaktivitätsatrophie, die sich klinisch als Porose oder Auflockerung der plattennahen Corticalis infolge "stress protection" durch das Implantat darstellt. MÜLLER, SCHENK und WILLENEGGER konnten bei der Versorgung von Pseudarthrosen mit Kompressionsplatten, die längere Zeit in situ belassen wurden, eine Aufhellung der, unter der Platte liegenden Corticalis beobachten. Diese entsprach histologisch einer Spongiosierung der Corticalisstruktur infolge "stress protection". Die in situ belassene Platte wirkt bei der Stabilisierung einer Fraktur im Sinne eines zusätzlichen Kraftträgers.

Über eine biomechanische Rückkoppelung kann die Platte zu einer Einsparung an tragenden Elementen Anlaß geben (SCHENK et al.). Auch bei der Anwendung von Doppelplatten wie ALLGÖWER, PERREN und RUEDI zeigen konnten, wird der Knochen seiner physiologischen Aufgabe beraubt und es resultiert eine Schwächung der Corticalis durch den spongiösen Umbau. Diese

Schwächung stellt nach SCHNEIDER u.a. das zentrale Problem bei den Gefahren der Plattenosteosynthese dar.

Damit kann es für den Knochen nach dem Entfernen der Platte nicht nur durch die bestehenden Schraubenlöcher, sondern auch durch die Spongiosierung der Corticalis zu einer erhöhten Bruchgefahr kommen. Die Fragen hinsichtlich der Größe und der Lokalisation der Funktionsveränderungen an der Corticalisstruktur im Osteosynthesebereich wurden durch die Arbeiten von UHTHOFF und DUBUC, unabhängig von ihnen von H. ZENKER und seiner Gruppe, sowie WOO et al. aus San Diego, dann durch DIEHL und MITTELMEIER beantwortet.

Die Untersuchungen an Leichenknochen ergaben Funktionsverluste der Knochenstruktur hauptsächlich auf Bieungskräfte. Außerdem fand sich eine Verlegung der Mittelachse aus dem Markraum an die innere Corticalisbegrenzung. Diese Veränderung der Richtung des Kraftflusses hat schon LEITZ, wie oben angegeben, beschrieben. Zur Verifizierung der Röntgenbefunde von der Transparenz des Knochens im Osteosynthesebereich führte GÖRDES Kalksalzdichtebestimmungen an den osteotomierten und stabilisierten Tibiae der Kaninchen durch. Der Hydroxylapatitgehalt als meßbare Größe sank im gesamten Osteosynthesebereich bis zum Ende der Versuchsdauer von 24 Wochen um 26 Prozent ab. Auf Kosten der verminderten Mineraldichte, fand sich eine starke Erweiterung der Gefäße, die man auch als unmittelbaren Ausdruck des Knochenumbaus in Richtung Substantia spongiosa bezeichnen könnte.

Diese Veränderungen kann man auch als Zeichen einer Osteoporose deuten. BLOCK und VITTALI erwähnten die Abnahme der Kalksalze bei der sekundären Frakturheilung. Diese Abnahme wird aber nicht von mechanischen Aspekten her gedeutet, sondern als Reaktion auf die Azidose im Frakturbereich.

Zusammenfassend kann also gesagt werden: Die rigide Kompressionsplatte kann durch eine exakte Reposition eine ideale Stabilität in der Osteotomie bewirken, sie schwächt aber gleichzeitig den elastischen Knochen; die Kraft geht vorwiegend über die Platte. Dadurch kommt es in der Zone der plat-

tennahen Corticalis zu einer Spongiosierung und damit Gefährdung der mechanisch tragenden Funktion der Compactastruktur.

Die sog. elastische Osteosyntheseplatte, ihre Entwicklung und Beschreibung

Dem elastischen Verhalten des Knochens, kommt hinsichtlich der Problematik einer optimalen operativen Knochenbruchbehandlung mit der Plattenosteosynthese eine wichtige Rolle zu. Schon 1898 fand HÜLSEN am menschlichen Knochen die Eigenschaft der Elastizität. Er führte Biege- und Druckversuche am Knochen durch, um die Angaben über den Elastizitätsmodul zu ermitteln. Laut Definition ist das Elastizitätsmodul die Spannung in kp/mm^2 , die aufgebracht werden muß, um einen prismatischen Körper auf das doppelte seiner ursprünglichen Länge zu dehnen. Die Werte lagen bei HÜLSEN zwischen 1655 und 2843 kp/mm^2 . Bei anderen Autoren lagen die Werte im Schnitt bei 2056 kp/mm^2 .

1973 ermittelten experimentell RITTER, GRÜNERT und SCHWEIKERT Werte von 550-1500 kp/mm^2 an menschlichen Femora und Tibiae. Die Streuung der E-Moduln sind durch die unterschiedliche Corticalisstärke, durch das Alter, Geschlecht, die Konstitution des Knochens und die unterschiedliche Aufarbeitung des Knochenmaterials bedingt.

Eine rigide Stahlplatte (E-Modul ca. 22 000 kp/mm^2) nimmt dem Knochen seine Elastizität. Es kommt bei der Belastung zu einer erheblichen Ablenkung des Kraftflusses von der Mittelachse des Knochens in Richtung des aufgeschraubten fremden Materials. Diese Ablenkung führt zu einer Veränderung der Corticalisstruktur und damit zum Funktionsverlust der Eigenschaft des tragenden Elementes. Zur Verhinderung des Funktionsverlustes erwähnt DIEHL (1974) zwei Möglichkeiten einer Konstruktion der Osteosyntheseplatte. Die erste Möglichkeit sah der Autor in der Entwicklung einer "isoelastischen Platte", mit ähnlicher Elastizität wie der Knochen; sie muß aber die Fraktur so sichern, wie die herkömmliche Stahlplatte. Dazu braucht die "isoelastische Platte" aber einen zehnmal

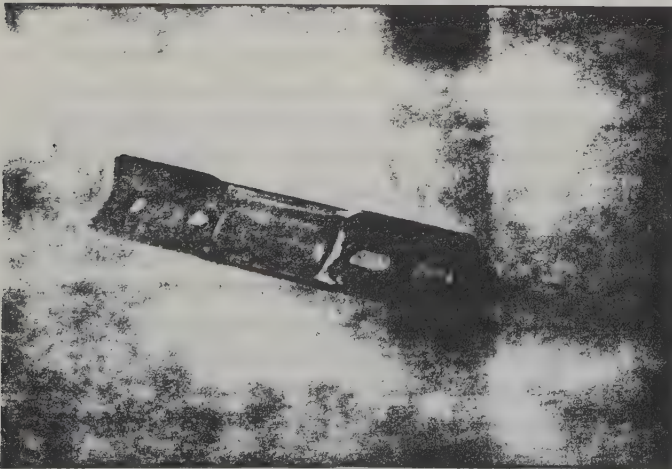
höheren Flächenträgheitsmoment, was bei der praktischen Durchführung einen spannungsfreien Wundverschluß nicht gewährleistet.

Die zweite Möglichkeit lag darin, zwischen Knochen und der bisherigen Stahlplatte eine 1-2mm dicke Scheibe aus elastischem, kautschukartigem Material zu legen. Durch das Zwischenlegen dieser Scheibe könnte man theoretisch die verschiebefeste Verhaftung von Knochen und Platte in einer bestimmten Zone verhindern. Der Knochen erfährt in dieser Zone eine von der Platte unabhängige Gestaltsveränderung. Diese entspräche dem eigenen Elastizitätsmodul. Bei Verwendung der Trennscheibe fand DIEHL in vitro einen Funktionsverlust im Plattenauflagebereich von 56 Prozent. Damit lag der Funktionsverlust um 29 Prozent niedriger als bei der herkömmlichen Stahlplatte. Dies führte am Knochen zwar zu einer gewissen Inaktivitätsatrophie, aber zu keiner Spongiosierung.

Das elastische Zwischenstück erniedrigte die Stabilität und die Rigidität der Platte, was zum Aufklaffen der Fragmentenden führe (MITTELMEIER). Damit würde die Möglichkeit der primären Knochenheilung nicht gewährleistet werden. Unabhängig griff 1972 H. ZENKER den Gedanken der elastischen Osteosyntheseplatte auf, die in der Stabilität, Rigidität und der Elastizität dem Knochen ähnlicher sein sollte. Für die Konstruktion dieser Platte hatte H. ZENKER experimentell die Werte über den Elastizitätsmodul und über die Biegefestigkeit am Hundeknochen im allgemeinen und an Hundefemora im speziellen untersucht, da man wie oben angegeben in der Literatur weite Streubreiten fand. Die E-Moduln und die Biegefestigkeit, das heißt die Spannung, bei der eine erste plastische Verformung eintritt, wurden im Biege- und Druckversuch ermittelt. Das arithmetische Mittel lag für die E-Moduln des Femurs bei 414 kp/mm^2 und für die Biegefestigkeit bei $9,15 \text{ kp/mm}^2$. Diese Werte dienten neben den Hinweisen auf die Biomechanik des Knochens für die Herstellung der elastischen Osteosyntheseplatte, die mit W. HEPP von DORNIER-System GmbH, Friedrichshafen, konstruiert wurde. Für das Osteosynthesematerial kam das körperverträgliche Titanium in Frage.

J. BRENNWALD und S.M. PERREN haben 1972 vergleichende Untersuchungen von Stahl- und Titaniumimplantaten durchgeführt. Bei gleicher Implantatfestigkeit fand sich eine Restbelastung für den Knochen von 37 Prozent bei Titan und 28 Prozent bei Stahl und somit wird der Knochen unter einem Titanimplantat um 9 Prozent höher belastet. Unter der Berücksichtigung der unterschiedlichen E-Moduln von Stahl 20 000 kp/mm² und Titan 10 000 kp/mm² können diese Untersuchungen untermauert werden.

Als Grundmaterial für die elastische Osteosyntheseplatte von ZENKER wurde die Titanlegierung TiAlV64 gewählt, die in idealer Weise hohe Elastizität mit hoher Festigkeit verbindet. Die Versuchsplatte wurde so konstruiert, daß zwischen zwei rigiden Elementen, dort wo die Schrauben anliegen, das elastische Element eingefügt wurde. Damit erhält die Platte feste und elastische Bestandteile. Weiterhin wurde die elastische Kompressionsplatte mit einem Druckloch und einem Adaptergleitloch von 27 Grad Neigungsfläche wie MITTELMEIER angegeben hatte, versehen.



Elastische Osteosyntheseplatte konkave bzw. Knochenanliegende Seite.

Die Funktion einer elastischen Osteosyntheseplatte hat nach H. ZENKER folgende Aufgaben:

1. Ein möglichst geringer Anteil der physiologischen Wechselbeanspruchung soll vom Knochen auf die Platte abgeleitet werden.

Das Grundgesetz über die Addition der Federkonstanten zweier parallel geschalteter Federn, besagt, daß jede auch noch so weiche Platte die Federsteifigkeit des Knochen - Plattenverbundes erhöht, oder anders ausgedrückt, daß jede auch noch so weiche Platte, im Verhältnis der Federsteifigkeit Last übernimmt. Die Forderung, durch Anschrauben der Platte die Dehnung (Stauchung) des Knochens unter physiologischer Last möglichst wenig zu beeinflussen, ist somit nur dadurch erfüllbar, daß die Federkonstanten der Platte möglichst klein im Verhältnis zur Federkonstanten des Knochens gemacht werden. Als Voraussetzung gilt: Die Federkonstante des Verbundes ist gleich der Summe der Federkonstanten aus Platte und Knochen. Die Erfüllung dieser Forderung kann jedoch zu einer Instabilität bzw. unzureichenden Fixation der Osteotomie führen, wenn nicht entsprechende Maßnahmen getroffen werden. Die einseitig angeschraubte Platte, deren Neutralebene von der Neutralebene des Knochens einen nicht zu vernachlässigenden Abstand hat, wird im wesentlichen auf Biegung und nicht auf Druck beansprucht. Die maßgebliche Federkonstante der Platte wird also von den Biegeeigenschaften der Platte und von dem Abstand der Neutralebenen bestimmt. Beim Vergleich zweier Platten gleicher Länge und gleichem Abstand der Neutralebenen von der Neutralebene des Knochens, aber verschiedener Konstruktion, und zwar einer Vollplatte mit dem Elastizitätsmodul für Stahl und einer Hohlplatte mit dem Elastizitätsmodul für Titanium gilt für die errechnete Federkonstante des Verbundes folgendes:

Durch das Anschrauben einer elastischen Platte wird die Federkonstante des Verbundes von ca. 2 400 kp/mm bei Verwendung einer Vollplatte aus Stahl auf ca. 1 350 kp/mm, also fast auf die Hälfte herabgesetzt.

2. Die, während der Operation auf die Osteotomie aufgebraachte Druckvorspannung soll trotz unvermeidlicher Resorptionen besonders im Bereich der Knochenschrauben aufrecht erhalten bleiben. Die Verwendung einer Hohlplatte ergibt eine Halbierung der Federkonstanten des Verbundes. Das bedeutet, daß bei gleichen Resorptionswegen die Vorspannkraft nur um die Hälfte des bei starren Platten auftretenden Betrages sinkt.

3. Es soll trotz der Biegeweichheit bei physiologischen Lastwechseln ein einwandfreier Kontakt der Osteotomie über die gesamte Bruchfläche hinweg aufrecht erhalten bleiben.

Ein Aufklaffen der Osteotomie durch physiologische Belastungen wird sowohl bei starren wie bei den elastischen Platten durch Aufbringen einer Vorspannung unterbunden. Bei den biegeweichen elastischen Platten kommt hinzu, daß sie sich gegenüber den starren Platten um einen im Verhältnis der Biegesteifigkeit $E \cdot J$ vergrößerten Winkel verbiegen und dadurch zum Aufklaffen der Osteotomie an der, der Platte abgewendeten Seite führen könnten.

E E-Modul der Platte

J Flächenträgheitsmoment der Platte

Das wird dadurch verhindert, daß die Anlageflächen der Platte im unbelasteten Zustand einen Winkel von ca. 3 Grad zueinander bilden.

Nach Aufbringen der Vorspannung fluchten die Anlageflächen, wodurch eine gleichmäßige Druckspannung über die Osteotomie gewährleistet wird. Eine zusätzliche physiologische Last, die unter der aufgebraachten Vorspannung bleibt, kann somit zu keiner Abklaffung der Frakturenenden führen.

EXPERIMENTELLER TEIL

I. Versuchsanordnung

An beiden osteotomierten Femora eines Hundes, wurden auf der linken Seite die sog. elastische Osteosyntheseplatte und auf der rechten Seite die Kompressionsplatte aus Stahl angebracht. Bei diesem direkten Vergleich sollte die noch nicht tierexperimentell nachgewiesene primäre Knochenheilung unter einer elastischen Osteosyntheseplatte geprüft werden. Bei den unterschiedlichen biomechanischen Verhältnissen unter den starren und elastischen Bereichen der Osteosynthesplatten wurde auch die Reaktion der Corticalis untersucht. Die Stahlplatte wurde von H. ZENKER et al. auf die Größe hin dimensioniert wie sie UHTHOFF et al. benutzte. Die beiden Platten wurden wie MITTELMEIER angab mit einem Adaptergleitloch und einem Druckloch von 27 Grad Neigungsfläche versehen.

II. Material und Methode

Aus dem Versuch von H. ZENKER, aus dessen Material die folgenden Untersuchungen stammen.

1. Material

Für die Versuche wurden einheimische Hundebastarde verwendet. Das Gewicht durfte allerdings 15 Kilogramm nicht überschreiten. Es hat sich nämlich bei Vorversuchen von H. ZENKER herausgestellt, daß zu hohes Körpergewicht der Tiere die Grenze der Belastbarkeit der verwendeten Osteosynthesplatten überschreiten kann.

2. Operation

In Nembutal-Anästhesie i.v. und unter Intubation bei anschließender Spontanatmung wurden die ausgesuchten Tiere operiert. Die Hundebastarde wurden vor der Operation an beiden Oberschenkeln rasiert und in Rückenlage befestigt.

Nach anschließender Desinfektion mit Aethanol und Merfen tinktur im Operationsgebiet, wurde ein Hautschnitt parallel zum Oberschenkel ausgeführt. Nach der Fascienspaltung konnte man stumpf zwischen dem Tensor fasciae latae und dem Vastus lateralis zum Femur gelangen. Nach Abmessen des Knochendurchmessers, der im Querschnitt in etwa bei 12,5 mm lag, wurde mit einer oszillierenden AO-Säge die quere Osteotomie gelegt, medial jedoch nicht ganz durchgetrennt. Die Platte wurde angelegt und nach einer Bohrführung mit allen 4 Schrauben lose fixiert. Es folgte dann die Restosteotomie und mit dem Druck der Druckspannungsschraube wurden die Osteotomieflächen beider Fragmentenden aufeinandergebracht. Durch komplettes Festziehen aller übrigen Schrauben unter dosiertem Druck, wurde die Platte endgültig fixiert. Der Muskelfascienschuß erfolgte mit Einzel-Dexon Nähten, die Hautnaht mit U-Seiden Nähten. Das Wundgebiet wurde mit Nebacetin-Nobecutan Spray verbunden. Links wurde die sog. elastische Osteosyntheseplatte angelegt. Auf der rechten Seite ist man in analoger Weise mit der Stahlplatte gleicher Dimension vorgegangen. Durch anschließende Röntgenkontrollen hat man sich über die plan aufeinanderliegenden Osteotomieflächen überzeugt.

3. Haltung und Ernährung der Tiere

Postoperativ wurde den Tieren über 10 Tage täglich 1,5 g Ampicillin-Oxacillin Kombination (Totocillin) i.v. appliziert. Die Nahrungsmenge und die Nahrungsqualität hat sich postoperativ nicht verändert. Die Tiere wurden in den Käfigen nicht fixiert. Schon nach 1-2 Tagen haben die Hunde ihre Extremitäten belastet. Es wurden jeweils in 4-wöchigen Abständen Röntgenkontrollen ausgeführt, durch die man eine Aussage über die Stabilität in der Osteotomiestelle erhalten hatte. Nach 12-wöchiger Heilungsdauer wurden die Tiere durch die unten genannte Methode getötet.

4. Tötung der Tiere und Aufarbeitung der Präparate

Unter der Nembutal-Anästhesie wurde ein Abdominalschnitt durchgeführt und die Aorta abdominalis vor der Bifurcatio freipräpariert. Die freiliegende Aorta wurde durch einen

kurzen Schnitt eröffnet, wo man ein Kontrastmittel (300 ml Mikropaque und 150 ml Berliner Blau) infundiert hat.

Durch Auffüllen des Kreislaufvolumens sind die Tiere in der Anästhesie getötet worden. Zweck der Kontrastmittelauffüllung war die Darstellung der Arteria medullaris der beiden unteren Extremitäten.

Postmortal wurden beide Femora freipräpariert und die Durchgängigkeit der Arteria medullaris im Osteotomiebereich röntgenologisch geprüft. Für die histologische Untersuchung wurde die Zone der Osteotomiestelle in Formaldehydlösung entkalkt und in Paraffin eingebettet. Es wurden Längs- und Querschliffe angefertigt. Die Präparate wurden anschließend mit der Hämatoxylin-Eosin-, Goldner- und Azan-Färbung gefärbt.

III. Ergebnisse der histologischen Untersuchungen

Bei insgesamt 18 ausgewerteten Hundefemora wurden die Osteosyntheseplatten bei 5 Hunden 10 und 12 Wochen belassen, bei den übrigen 4 Hunden mußten die Versuche wegen der postoperativen Problematik (Virus-Staupe, Verdacht auf die Osteomyelitis) schon nach 4 Wochen abgebrochen werden.

1. Die Seite der sog. elastischen Osteosyntheseplatte

a) Plattennah EP

Nach 12-wöchiger Heilungsdauer zeigt sich zwischen den Fragmentenden junges lamelläres Knochengewebe im Sinne einer primären Knochenvereinigung-Spaltheilung. Vom Endost und Periost her dringen Gefäße in den Spalt ein. Sie sind von zellreichem Bindegewebe begleitet. Die neugebildeten Osteone verlaufen meist senkrecht zur ursprünglichen Knochenstruktur.

(Abb. 1) Hund 2 A Vergr. 24-fach

Nach 10-wöchiger Heilungsdauer zeigt sich ein gut vaskularisierter Osteotomiespalt, der mit lamellärem Knochen-

gewebe ausgefüllt ist. Weiterhin kommt es im Osteotomiebereich zur stärkeren Einsprossung der Knochenbälkchen in den Markraum hinein.

(Abb. 2) Hund 6 Übersichts-Vergr.

In der Detailaufnahme kann man beobachten, daß die neugebildeten Osteone sich in der Osteotomiezone einerseits quer zur ursprünglichen Richtung ausbreiten, andererseits trifft man auf Osteone, die sich in der ursprünglichen longitudinalen Richtung ihren Weg bahnen. An der Innenseite der vitalisierten HAVERS'schen Kanälchen kann man eine Ablagerung von Osteoid beobachten.

(Abb. 3) Hund 6 Vergr. 38-fach



Abb. 1 Hund 2 A EP Färbung HE

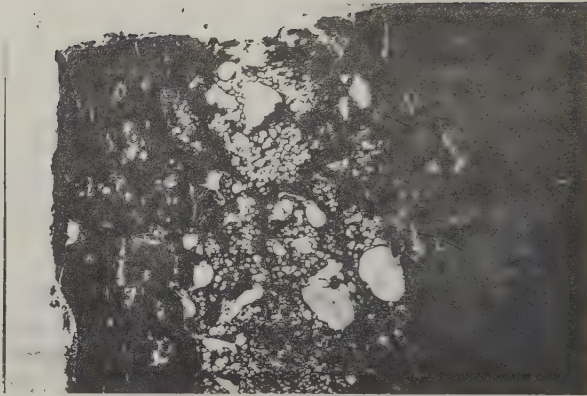


Abb. 2 Hund 6 EP Färbung HE

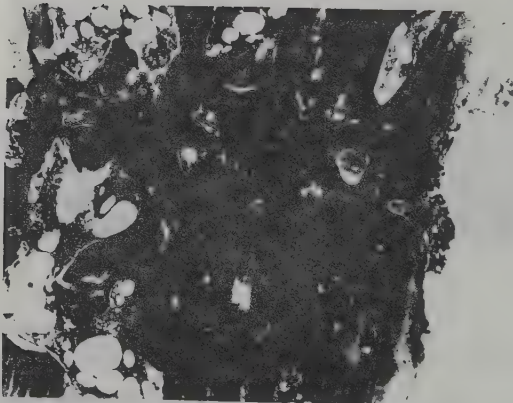


Abb. 3 Hund 6 Detail Färbung Goldner

Nach 12-wöchiger Heilungsdauer zeigt sich ein schmaler Osteotomiespalt. Er ist mit jungem lamellärem Knochengewebe ausgefüllt. Die Knochensubstanz in und um die Osteotomiezone zeichnet sich durch eine hohe Vaskularität aus. Die quere Osteotomie hat an einigen Stellen einen so geringen Abstand beider Fragmentenden, daß es stellenweise zu einer Kontaktheilung kommt.

(Abb. 4) Hund 5 C Vergr. 24-fach

Eine der Stellen der Kontaktheilung ist in der Detailaufnahme zu sehen. Die vitalisierten HAVERS'schen Kanäle breiten sich in der ursprünglichen longitudinalen Richtung aus. Es kommt zur Überbrückung der Osteotomielinie mit anschließender "Verzapfung" in das gegenüberliegende Fragmentende. An der Spitze dieser Kanälchen kann man Gruppen von Osteoklasten beobachten. Die Osteoblastenschicht befindet sich in der Peripherie der Osteone und lagert das Osteoid ab. In den Resorptionskanälen nimmt das neugebildete Osteoid eine lamellenartige Struktur an.

(Abb. 5) Hund 5 C Vergr. 210-fach



Abb. 4 Hund 5 C EP Färbung Azan



Abb. 5 Hund 5 C EP Detail Färbung Azan

Nach der vierten postoperativen Woche zeigt sich ein breiter Osteotomiespalt. Es besteht kein kontinuierlicher Übergang des, zwischen den Fragmenten liegenden Gewebes, in die lamelläre Struktur der Fragmentenden. Im Spalt befindet sich lockeres, in Spongiosastruktur angeordnetes junges Knochengewebe, das mit zahlreichen Kapillaren durchsetzt ist.

(Abb. 6) Hund 3 B Vergr. 24-fach

In einem Fall der 4-wöchigen Heilungsdauer zeigen sich die Fragmentendflächen stark inkongruent und im Spalt kann man eine unruhige Gewebsproliferation mit Ausbildung von faserreichem Bindegewebe beobachten. Das Knorpelgewebe ist wahrscheinlich durch die veränderten Druckverhältnisse und die bestehenden Scherkräfte entstanden, im Sinne einer beginnenden Pseudarthrose.

(Abb. 7) Hund 9 Vergr. 38-fach

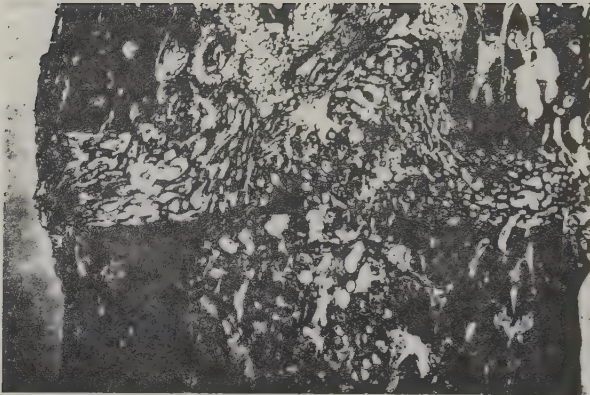


Abb. 6 Hund 3 B EP Färbung Azan



Abb. 7 Hund 9 EP Färbung Azan

b) Plattenfern E

Die mediale Corticalisseite der Osteotomie zeigt nach 10 bis 12-wöchiger Heilungsdauer bei Ruhigstellung und Stabilität in der Frakturzone keine wesentlichen Unterschiede zur implantatanliegenden lateralen Corticalisseite. Der lamellär durchgebaute Osteotomiespalt zeigt allerdings etwas stärkere periostale Reaktion. Der interfragmentäre Spalt ist gut vaskularisiert, die neugebildeten Osteone zeigen eine breite Kaliberweite. (Abb. 8) Hund 2 Vergr. 38-fach

An einigen Stellen der oben beschriebenen Osteotomiezone kommt es an optimal adaptierten Kontaktflächen zur sog. Kontaktheilung. Die neugebildeten HAVERS'schen Kanäle überqueren den interfragmentären Spalt und "bohren" sich von proximal und von distal her in die angrenzenden Fragmentenden. Die apical liegende Osteoklastenschicht bildet Resorptionskanäle in die gegenüberliegenden Osteotomiefragmente. In diesen präformierten Kanälen kommt es durch die nachfolgende Osteoblastenbesiedelung zur Ablagerung von Osteoid. Diese Ablagerung erfolgt primär im Sinne einer lamellenartigen Anordnung.

(Abb. 9) Hund 2 Vergr. 210-fach

Nach 4-wöchiger Heilungsdauer zeigt die Abbildung die stark inkongruenten Fragmentenden, die einen breiten Osteotomiespalt bilden. Vom Endost her dringen zahlreiche Gefäßsprossen in die Frakturzone ein, die durch angiogene Knochenbildung den Spalt an der Stelle der geringsten Entfernung beider Fragmentenden knöchern ausfüllen.

(Abb. 10) Hund 8 Vergr. 96-fach



Abb. 8 Hund 2 E Färbung Azan



Abb. 9 Hund 2 E Detail Färbung Azan

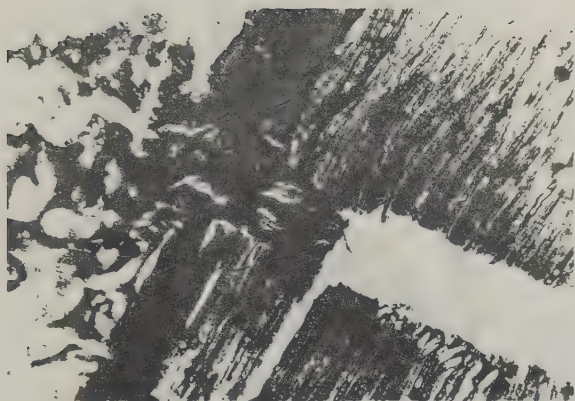


Abb. 10 Hund 8 E Färbung Azan

2. Die Seite der V₄A Stahlplatte

a) Plattennah SP

Die Frakturzone zeigt nach 12-wöchiger Heilungsdauer lamellären Knochenaufbau zwischen den beiden Fragmentenden. Wegen der starken endostalen Beteiligung ist der Markraum fast vollständig mit Knochengewebe spongiöser Struktur ausgefüllt. Im Osteotomiespalt fällt das Gefäßreichtum und die weiten Kaliber der HAVERS'schen Kanälchen auf. Die weiten Resorptionskanäle durchdringen den Osteotomiespalt in Quer- und in Längsrichtung. Deshalb erscheint die interfragmentäre Zone lockerer durchgebaut zu sein als die benachbarten Strukturen beider Fragmentenden. Der apical in den Resorptionskanälen liegenden Osteoklastenschicht folgt peripher die Osteoblastenschicht mit lamellenartiger Ablagerung von Osteoid.

(Abb. 11) Hund 4 C Vergr. 120-fach

Nach 10 Wochen p.op. zeigt sich ein breiter Osteotomiespalt, der nicht knöchern durchgebaut ist. Material aus sich abbauendem Knorpelgewebe und teilweise aus Granulationsgewebe befindet sich zwischen den Fragmentenden. Vom Periost her ziehen einige Bindegewebsfasern in den Osteotomiespalt ein.

(Abb. 12) Hund 6 Vergr. 24-fach



Abb. 11 Hund 4 C SP Färbung Azan



Abb. 12 Hund 6 SP Färbung Azan

Die Detailaufnahme der letztgenannten Abbildung läßt unter der Azan-Färbung die ausgeprägte Faserknorpelbildung an einigen Stellen des interfragmentären Spaltes besser erkennen. Wahrscheinlich durch die Instabilität und damit durch die veränderten Druckverhältnisse kommt es an beiden Fragmentenden zu erheblichen Resorptionen. An der Grenze zwischen dem Knorpelgewebe und dem jungen Knochengewebe besteht ein fließender Übergang.

(Abb. 13) Hund 6 Vergr. 96-fach

Der Spalt der Osteotomie zeigt bei inkongruenten Fragmentenden nach 10 Wochen p.op. teilweise lamelläre Strukturen des Knochengewebes und an einigen Stellen Knorpelgewebe. Die Heilung stand wahrscheinlich unter ungünstigen stabilen Verhältnissen, wofür auch die starke periostale Beteiligung sprechen würde. Es besteht eine gute Vaskularität der interfragmentären Zone, die weiten HAVERS'schen Kanäle "verzapfen" sich in die gegenüberliegende Corticalis.

(Abb. 14) Hund 5 C Vergr. 96-fach

Der Osteotomiespalt zeigt nach 4-wöchigem Durchbau eine breite, streng von den Fragmentenden abgegrenzte interfragmentäre Zone. Unter periostaler und endostaler Beteiligung befindet sich in dem Osteotomiespalt junges bälkchenartig angeordnetes an Osteozyten reiches Knochengewebe. Es fällt die starke Vaskularisierung und die Breite der Resorptionskanälchen auf.

(Abb. 15) Bund 3 B Vergr. 96-fach

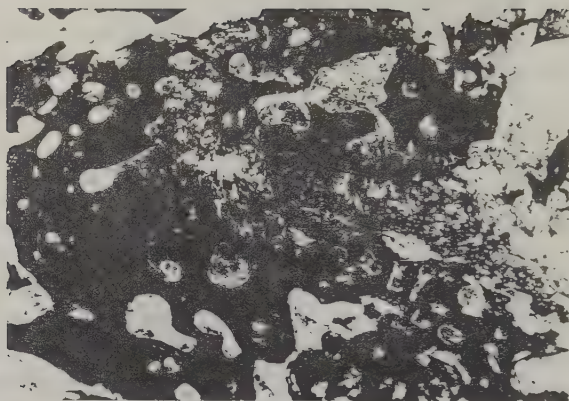


Abb. 13 Hund 6 SP Färbung Azan

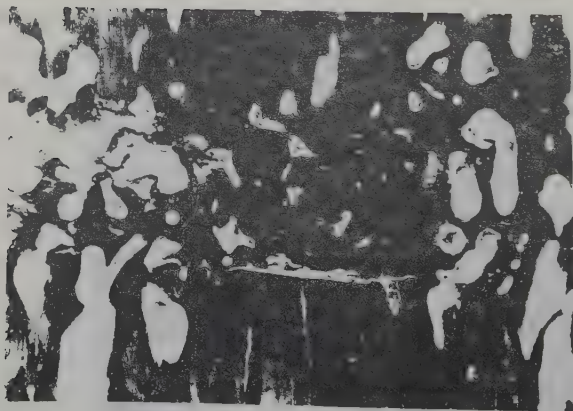


Abb. 14 Hund 5 C SP Färbung Azan

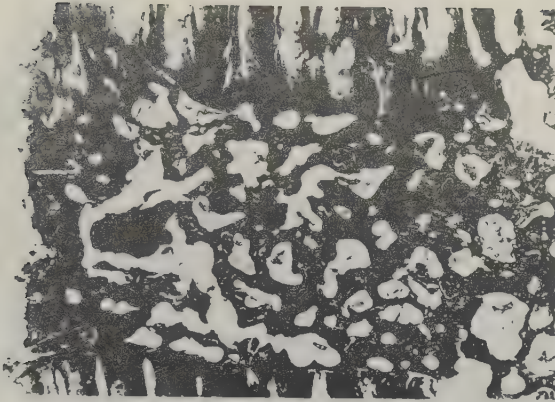


Abb. 15 Hund 3 B SP Färbung Azan

b) Plattenfern S

Nach 12-wöchiger Heilungsdauer kommt es im Bereich der Osteotomiezone zur primären Knochenvereinigung beider Fragmentenden im Sinne einer Spaltheilung. Es fällt wieder die starke endostale Beteiligung auf. Der Markraum ist mit Knochengewebe spongiöser Struktur ausgefüllt. (Die weiten Zwischenräume der einzelnen Knochenbälkchen könnten auf Grund des breiteren Abstandes beider Fragmentenden entstanden sein.)

(Abb. 16) Hund 2 A Vergr. 38-fach

Die Detailaufnahme zeigt den an einigen Stellen völlig durchgebauten Spalt. Die Osteone verlaufen teilweise quer zur ursprünglichen Richtung. Sie sind von kreisförmig angeordneten Lamellen umgeben. Der Durchbau des Spaltes wird durch weite Resorptionskanäle mit randständiger Osteoblastenschicht unterbrochen.

(Abb. 17) Hund 2 A Vergr. 96-fach

Unter stark inkongruenten Fragmentenden ist der Osteotomiespalt nach 10 Wochen p.op. mit Knorpelgewebe und kollagenen Fasern ausgefüllt. Zur Mitte hin, wo es im Spalt stabilitätsgünstiger ist, geht der Durchbau von gefäßlosem Knorpelgewebe zum Knochengewebe etwas schneller voran. Die Osteotomiestelle ist durch die weite Entfernung der Frag-

mentenden starken dynamischen Kräften ausgesetzt. Dies beweist auch die starke periostale Callusbildung. (Abb. 18) Hund 6 Vergr. 24-fach

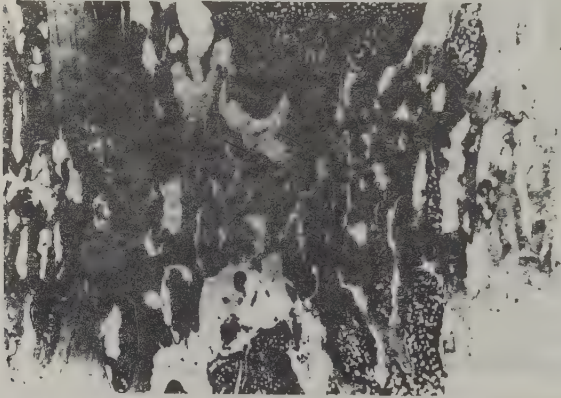


Abb. 16 Hund 2 A S Färbung HE

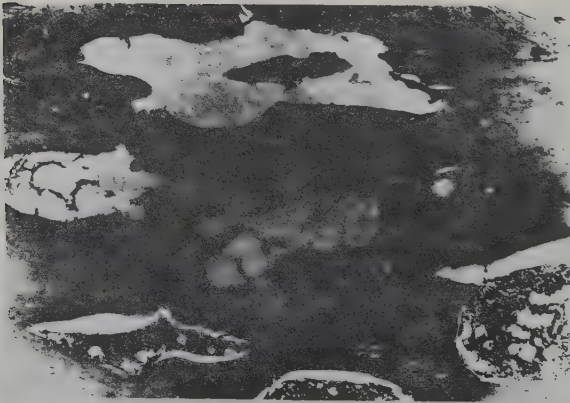


Abb. 17 Hund 2 A Detail Färbung HE

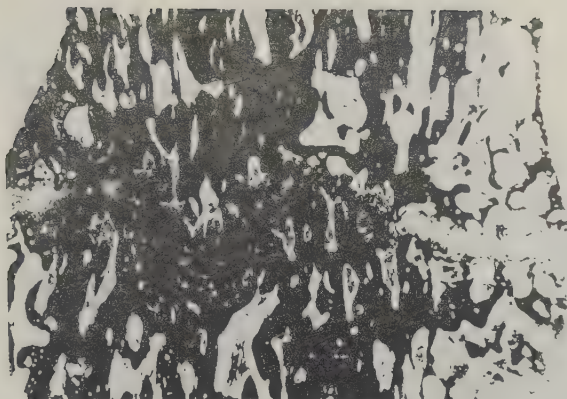


Abb. 18 Hund 6 S Färbung HE

In der Detailaufnahme der letzten Abbildung kann man im interfragmentären Spalt zweierlei beobachten. Im Bereich, wo die Fragmentenden einen weiten Abstand voneinander haben, kommt es zur Entwicklung des Knorpelgewebes. An einer Stelle, an der sich ein minimaler Spalt befindet, kommt es zur knöchernen Ausfüllung des interfragmentären Raumes. Dies überrascht etwas, da die gesamte Osteotomiezone anscheinend unter geringer Stabilität stand, was sich in der Ausbildung des Knorpelgewebes ausdrückte. Auf Grund des geringen Abstandes an dieser Stelle kam es wahrscheinlich zu einer angiogenen Knochenbildung.

(Abb. 19) Hund 6 Vergr. 96-fach

Der Osteotomiespalt zeigt nach 12-wöchiger Heilungsdauer an einigen Stellen lamellären Knochendurchbau mit starker Vaskularisierung. Die weiten Kaliber der HAVERS'schen Kanälchen und die breiten Räume zwischen den Knochenbälkchen bestimmen die Struktur des Osteotomiespaltes.

(Abb. 20) Hund 5 C Vergr. 96-fach

Die Osteotomie ist auf Grund der Inkongruenz der Fragmentenden und der schwachen Fixation durch das Implantat erheblichen Kraftablenkungen ausgesetzt. Nach 4-wöchiger Heilungsdauer findet man im interfragmentären Spalt hauptsächlich Knorpelgewebe. An stabilitätsgünstigeren Stellen zeigt sich ein Übergang zum jungen Knochengewebe.

(Abb. 21) Hund 8 Vergr. 24-fach

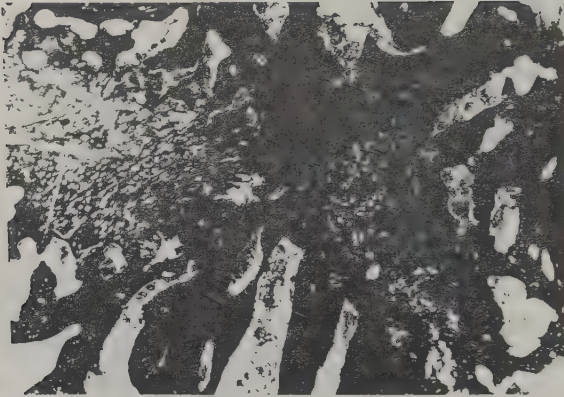


Abb. 19 Hund 6 S Färbung Azan



Abb. 20 Hund 5 C S Färbung Goldner

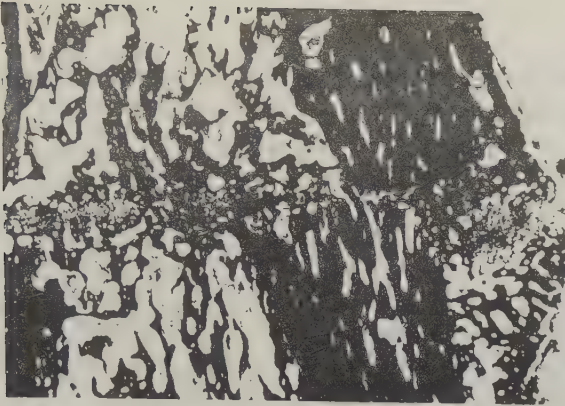


Abb. 21 Hund 8 S Färbung Azan

Zusammenfassend kann man sagen:

1. Bei den Osteotomien, die mit der sog. elastischen Osteosyntheseplatte versorgt wurden, sahen wir histologisch nach 12-wöchiger Heilungsdauer eine primäre Knochenvereinigung. Die Osteotomiezonen waren mit der Compacta ausgefüllt. Im plattennahen Bereich sahen wir die seltenere Art der primären Knochenvereinigung, die "Kontaktheilung". Hier waren die HAVERS'schen Systeme in der ursprünglichen Richtung ausgebildet. In die beiden Fragmentendflächen "bohrten" sich die neugebildeten Resorptionskanäle, sodaß es zu einer Art "Verzapfung" ohne sichtbaren Spalt kam. Plattenfern sah man in den Osteotomiezonen nur stellenweise in der ursprünglichen Richtung gerichtete HAVERS'sche Kanälchen. Die Osteotomiezone war mit lamellären Knochen ausgefüllt, die Knochenvereinigung erfolgte nach Art der primären Spaltheilung.
2. Die Kaliber der HAVERS'schen Systeme waren in den durchgebauten Osteotomiezonen unterschiedlich weit. Die interfragmentären Zonen in der Osteotomie unter einer Stahlplatte zeigten breitere Kaliberweiten der HAVERS'schen Kanälchen und damit lockerere Gesamtstruktur als die interfragmentären Zonen unter einer sog. elastischen Osteosyntheseplatte. Auf der Seite des Stahlplattenimplantates sah man histologisch im plattennahen und im plattenfernen Bereich

der Osteotomie keine Unterschiede im Durchbau der interfragmentären Zone.

3. Unter den beiden Plattenarten kam es zu einer starken endostalen Beteiligung. In den Osteotomiezonen kam es bei verminderter Stabilität zu einer periostalen Reaktion. Bei stark inkongruenten Fragmentendflächen waren die Druckkräfte im interfragmentären Spalt unterschiedlich stark ausgeprägt. Dabei sah man an einigen Stellen der interfragmentären Zone die Ausbildung von Knorpelgewebe im Sinne einer beginnenden Pseudarthrose.

DISKUSSION

Die Osteosyntheseimplantate übernehmen einen Teil der funktionellen Belastung des Knochens. Die heute bei der operativen Behandlung der Schaftfrakturen an Extremitäten verwendeten Implantate ermöglichen zwar in Folge der rigiden Implantatstruktur und verbesserter Technik eine annähernd absolute Stabilität in der Frakturzone zu erreichen, andererseits aber resultiert auf Grund des hohen Elastizitätsmoduls der Implantate eine Porose und sog. "stress-protection" der plattennahen Corticalis. Diese rarefizierende Umbauzone (WILLEN-EGGER) spielt bei den Refrakturen, die nach der Metallentfernung bei verplatteten Femur- und Tibiaschaftfrakturen ohne adäquates Trauma auftreten, eine wichtige Rolle. Die Möglichkeit der Verringerung dieser Strukturlockerung bzw. Spongiosierung durch das Implantat sah H. ZENKER in der Anwendung von Implantaten aus Metallegierungen, deren Anteile einen geringeren Elastizitätsmodul und geringere Federsteifigkeit aufwiesen als reine Stahlimplantate. J. BRENNWALD und S.M. PERREN konnten 1972 bei in vitro Vergleichsuntersuchungen mit Osteosyntheseplatten aus Stahl und Titanium zeigen, daß bei einem Stahlimplantat 28 Prozent einer vorgegebenen Kraft durch den Knochen geht, bei einem Titanimplantat wird allerdings 37 Prozent der vorgegebenen Kraft durch den Knochen geleitet. Damit liegt die axiale Restbelastung des Knochens nach der Osteosynthese mit dem Titanimplantat um 9 Prozent höher als die Restbelastung unter einem Stahlimplantat. Hier wirft sich die Frage auf, ob bei Implantaten mit niedrigerem Elastizitätsmodul als die Stahlimplantate eine ausreichende Stabilität und Ruhigstellung in der Frakturzone gewährleistet wird.

MITTELMEIER meinte zur sog. elastischen Platte: die Erhöhung der elastischen Komponente im Implantat führt zu einer Erniedrigung der Rigidität und damit zu einer Instabilität in der Frakturzone. Hierbei kann es zu keiner primären Knochenvereinigung der Fragmentenden kommen.

In den Versuchen von H. ZENKER mit der sog. elastischen Osteosyntheseplatte zeigte sich, daß durch die optimale Verteilung der elastischen und der rigiden Komponenten im Implantat eine Stabilität und Ruhigstellung bei ausreichender Vaskularisierung der Frakturzone zu erreichen ist. Der histologische Beweis der primären Knochenvereinigung, den wir bei 5, mit der elastischen Osteosyntheseplatte versorgten Hundefemora, erreichten, zeigt am deutlichsten das Umbauverhalten in der Osteotomiezone. Bei den Vergleichsuntersuchungen konnten wir histologisch deutliche Unterschiede der Weiten der HAVERS'schen Systeme und damit auch eine unterschiedliche Strukturdichte der Corticalis des neugebildeten Knochens beobachten. Es zeigte sich ferner, daß schon nach 10-12 Wochen Heilungsdauer, die Osteotomiezone einer mit der elastischen Osteosyntheseplatte versorgten Osteotomie, gerichtete HAVERS'sche Kanäle mit lamellärem Aufbau aufwies. Diese HAVERS'schen Kanäle breiten sich an optimal adaptierten Stellen in der ursprünglichen Richtung der Osteone aus. Die von SCHENK bei Tieren und von MÜLLER beim Menschen beschriebene primäre Kontaktheilung zeigte ebenfalls diesen Aufbaucharakter. Im plattennahen Bereich, der mit der elastischen Osteosyntheseplatte versorgten Osteotomie, kam es an der Osteotomielinie über eine längere Strecke zu einer "Verzapfung" der Fragmentenden. Im plattenfernen Bereich sah man die primäre Kontaktheilung nur stellenweise. Dies könnte man auf Grund der mikroskopisch inkongruenten Kontaktflächen der Fragmentenden und wegen den minimalen Unterschieden des interfragmentären Druckes erklären.

Die elastische Osteosyntheseplatte läßt auf Grund des niedrigeren Elastizitätsmoduls und niedrigerer Federsteifigkeit des Verbandes größeren Anteil der angreifenden Kräfte über die Osteotomiezone wirken als die Stahlplatte. LEITZ beschrieb in diesem Zusammenhang eine Ablenkung des Kraftflusses in Richtung des rigiden Implantatmaterials. Wie oben angegeben, wird die axiale Restbelastung unter einem Titaniumimplantat für den Knochen um 9 Prozent höher liegen als unter einem Stahlimplantat. Der Kraftfluß, der durch die Osteotomiezone fließt, ist vom Elastizitätsmodul und der Federsteifigkeit des Implantates

abhängig. Dieser determiniert wahrscheinlich die Struktur-
dichte der Osteotomieumbauzone. Im Osteotomiebereich, unter
dem Stahlimplantat, sahen wir breitere Kaliberweiten der
HAVERS'schen Systeme als im Osteomiebereich unter der sog.
elastischen Osteosyntheseplatte. Die Dichte der neuangeleg-
ten Resorptionskanälchen war histologisch unter der Stahl-
platte ebenfalls geringer. Deshalb erschien die Gesamtstruk-
tur des neugebildeten interfragmentären Spaltes dort locker
aufgebaut zu sein. Dies beweist neuerdings auch ein Langzeit-
versuch über 1 Jahr und 2 Monate durch H. ZENKER aus dem
Jahre 1976.

Unter dem elastischen Implantat stand die Osteotomie unter
einem größeren Kraftfluß, als unter dem Implantat aus Stahl,
was sich aus der Dichte der neugebildeten Resorptionskanäl-
chen und der geringen Kaliberweite der HAVERS'schen Systeme
histologisch ableiten ließ. Histologisch kam es trotz der
geringeren Rigidität des Implantates zu einer primären Kno-
chenvereinigung. An den exakt kongruenten Stellen der Osteo-
tomielinie sah man die sog. "Kontaktheilung". Der histologi-
sche Beweis der röntgenologische Beweis der primären Knochen-
vereinigung, unter einem, dem Knochen elastizitätsgerechterem
Implantat, steht im Widerspruch zu der Ansicht von MITTEL-
MEIER.

ZUSAMMENFASSUNG

Über die Möglichkeit einer histologisch gesicherten primären Knochenvereinigung der Osteotomiefragmente unter einem elastischen Implantat wird berichtet.

Im Rahmen der Versuchsserie von H. ZENKER wurden bei 9 Hundebastarden an beiden Femora quere Osteotomien angelegt. Die Osteotomie am linken Femur wurde mit der sog. elastischen Osteosyntheseplatte versorgt, die Osteotomie des rechten Femurs wurde versorgt mit einer Osteosyntheseplatte aus Stahl. Dies geschah zum Zwecke des unmittelbaren Vergleichs. Wegen der Erkrankung (Virus-Staupe, akute Osteomyelitis) schieden 4 Tiere aus. An 10 Hundefemora führten wir die histologischen Vergleichsuntersuchungen nach 10 und 12-wöchiger Heilungsdauer durch.

Der Heilungsabbruch nach 4-8 Wochen zeigte histologisch unter den beiden Implantatarten erheblich klaffende Fragmentenden. Die Beurteilung der Heilungstendenz war nicht möglich, da es an beiden Fragmentendflächen zur Entwicklung von Resorptionszonen und von Knorpelgewebe mit Bindegewebsfaservermehrung kam. Dies deutete auf Unruhe und Instabilität in der Frakturzone hin auf Grund eines entzündlichen Prozesses.

Nach 10 bis 12-wöchiger Heilungsdauer beobachtete man an histologischen Längsschliffen unter den beiden Implantatarten die primäre Knochenvereinigung.

Unter der sog. elastischen Osteosyntheseplatte sah man in der Osteotomiezone enge Kaliberweiten der dicht angelegten HAVERS'schen Kanälchen. In 2 Fällen kam es zwischen den beiden Fragmentenden an der Osteotomielinie plattennah sowie plattenfern zu der sog. "Kontaktheilung".

Unter der Osteosyntheseplatte aus Stahl sahen wir deutlich breitere Kaliberweiten der HAVERS'schen Kanälchen als unter der sog. elastischen Osteosyntheseplatte. Die Gesamtstruktur der Osteotomie schien wegen der geringen Dichte des ausfüllenden lamellären Knochengewebes locker aufgebaut zu sein.

Dies entspräche einer gewissen "stress protection" auf Grund des prozentual geringeren Anteils des Kraftflusses über die Osteotomiezone hinweg bei rigiden Implantaten.

Trotz der Fixation mit einer elastischen Implantatplatte war die Knochenstruktur in der Osteotomiezone insgesamt dichter, als unter der Implantatplatte aus Stahl.

Dies entspricht den Untersuchungen, die H. ZENKER auch gefunden hat und wird durch einen Langzeitversuch über 1 Jahr und 2 Monate deutlich bestätigt.

Insgesamt hat sich gezeigt, daß auch unter den Implantatarten, die sich in ihren Eigenschaften der Elastizität des Knochens nähern (in unseren Untersuchungen die sog. elastische Osteosyntheseplatte), es zu einer histologisch gesicherten primären Knochenvereinigung in der Osteotomie kommen kann.

LITERATURVERZEICHNIS

ALLGÖWER, M.

Osteosynthese und primäre Knochenheilung.
Langenbecks Arch.klin.Chir. 308 (1964), 423

ALLGÖWER, M., S.M. PERREN, Th. RÜEDI

Biophysikalische Aspekte der normalen und der
heilenden Knochencorticalis.
Langenbecks Arch.klin.Chir. 328 (1971), 109

BASSET, L.

Current Concept of Bone Formation.
J. Bone Jt. Surg. 44A (1962), 1217

BLOCK, W.

Die normale und gestörte Knochenbruchheilung.
Neue Deutsche Chirurgie 62
Enke-Verlag, Stuttgart 1940

BRENNWALD, J., S.M. PERREN

Bestimmung der Knochendehnung in vitro und
in vivo nach Plattenosteosynthese.
Lang.Arch. f.Chir.Suppl.Forum (1972)

CHARNLEY

Zitiert nach PETROKOV, V.

DANCKWARDT-LILLIESTRÖM, G., G.L. LORENZI, S. OLERUD

Intramedullary Nailing after Reaming. An
Investigation on the Healing Process in
Osteomized Rabbit Tibias.
Acta orthop. Scand. Suppl. 134 (1970)

DANIS, R.

Théorie et pratique de l'osteosynthese.
Paris: Masson et Cie (1949)

DIEHL, K.

Verhinderung der Spongiosierung bei der Plattenosteosynthese durch eine Trennscheibe aus Silikon-Kautschuk.
Arch.orthop.Unfall-Chir. 78, 82-88 (1974)

DIEHL, K., H. MITTELMEIER

Biomechanische Untersuchungen zur Erklärung der Spongiosierung bei der Plattenosteosynthese.
Z. Orthop. 112, 235-243 (1974)

FRIEDENBERG, Z.B., G. FRENCH

The effects of know compressive forces on fracture healing.
Surg. Gyn. and Obstet. 94, 743 (1952)

GEIßER

Zitiert nach PETROKOV, V.

GÖRDES, W.

Versuche zur Kalksalzdichtebestimmung an der osteotomierten und stabilisierten Tibia des Kaninchens mittels Profil-scanning.
Habilitationsschrift Ludwig-Maximilians-Univ. München (1974)

HÜLSEN, C.

Spezifisches Gewicht, Elastizität und Festig-

keit des Knochengewebes.

Jahresbericht Anat. Entwickl. Gesch. N.F. 4,
146 (1898)

HUTZSCHENREUTER, P., S.M. PERREN, S. STEINEMANN, V. GERET,
M. KLEBL

Some effects of rigidity of internal fixation
on the healing pattern of osteotomies.

Injury 1, 1, 77-81 (1969)

HUTZSCHENREUTER, P., S. STEINEMANN, S.M. PERREN

Knochenheilung und Rigidität der Osteosynthese-
platte.

Langenbecks Arch. Chir. Suppl. Chir. Forum 1973
103-105, Springer-Verlag Heidelberg, Berlin,
New York (1973)

KÖBLER, H., W. WIECHELL

Trajektorenverlauf bei der Druckplattenosteosynthese und seine biomechanische Auswirkung.
Chirurg 2, 80-85 (1971)

KROMPECHER, St.

Die Knochenbildung.
Fischer, Jena (1937)

KÜNTSCHER, G.

Primäre Knochenheilung.
Langenbecks Arch. Klin. Chir. 308, 452 (1964)

LEITZ, G.

Typische Komplikationen nach Osteosynthesen und

ihre mechanischen Ursachen.

Arch. Orthop. Unfall-Chir. 64, 285-297 (1968)

LEITZ, G.

Ursachen des Bruchverhaltens langer Röhren-
knochen.

Bücherei des Orthopäden, Band 6

Beiheft der Z.f.Orthop., Enke - Stuttgart (1970)

MATTER, P., J. BRENNWALD, S.M. PERREN

Knochenumbau bei der Druckplattenosteosynthese.

59. Tagung DGOT, Z. Orthop. 111, 640 (1973)

MATTER, P., J. BRENNWALD, S.M. PERREN

Biologische Reaktion des Knochens auf Osteo-
syntheseplatten.

Helv.chir.Acta Suppl. 12 (1974)

MATTHEWS, J.V., W.H. AKESON, SAVIO WOO, R.D. COUTTS,

D. AMIEL

Potential application of graphite fiber and
methyl metacrylate resin composite as internal
fixation plates.

5th Annual Biomaterials Symposium

Clemson University S. Carolina, USA (1973)

MATZEN

Zitiert nach PETROKOV, V.

MITTELMEIER, H.

Druckosteosynthese mit selbstspannenden Platten
(Technik und Erfahrungsbericht).

Ref.Saarl.Westpfälz.Orthopädentreffen, Homburg
(1968)

MÜLLER, J., R. SCHENK, D. TERBRÜGGEN

Die Histomorphologie der Frakturheilung nach
stabil fixierten Unterschenkelbrüchen.

H. Unfallheilk. 119, 26 (1974)

MÜLLER, M.E., S.M. PERREN

Kallus und primäre Knochenheilung.

M Schr. Unfallheilk. 75, 442 (1972)

PAUWELS, F.

Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen
Anatomie des Bewegungsapparates.

Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New
York (1965)

PAUWELS, F.

Kurzer Überblick über die mechanische Bean-
spruchung des Knochens und ihre Bedeutung
für die funktionelle Anpassung.

Z.Orthop. 111, 681-705 (1973)

PERREN, S.M., A. HUGGLER, M. RUSSENBERGER, F. STRAUMANN,
M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER, R. MATHYS, R. SCHENK, H. WILLEN-
EGGER, S. STEINEMANN, R. EHRSAM, R. GANZ, P. MATTER

Cortical bone healing.

Acta orthop. scand. Suppl. 125, Munksgaard,
Copenhagen (1969)

RAHN, B.A., P. GALLINARO, A. BALTENSPERGER, S.M. PERREN

Primary bone healing.

J. Bone Jt. Surg. 53 A, 783-786 (1971)

RITTER, G., A. GRÜNERT

Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf die Druckosteosynthesen.

Arch. Orthop. Unfall-Chir. 75, 302-316 (1973)

RITTER, G., A. GRÜNERT, G.H. SCHWEIKERT

Experimentelle Untersuchungen über die elastische Druckverformung des Knochenschaftes.

Z. Orthop. 111, 791-795 (1973)

ROUX, W.

Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungsmechanik der Organismen, I und II.

Leipzig (1895)

SANDRITTER, W.

Histopathologie.

Schatauer Verlag, Stuttgart, 3. Aufl. 1968

SCHENK, R.K., H. WILLENEGGER

Zur Histologie der primären Knochenheilung.

Langenbecks Arch. Klin. Chir. 308, 440 (1964)

SCHENK, R.K., J. MÜLLER, H. WILLENEGGER

Experimentell histolog. Beitrag zur Entstehung und Behandlung der Pseudarthrosen.

Hefte Unfallheilk. 94, 15-24 (1968)

SCHNEIDER, R.

Die Gefahren der Osteosynthese.

Actuelle Chirurgie, 6, 89-102 (1971)

UHTHOFF, H.K., P. LAVIGNE

Influence de la plaque rigide sur la
structure osseuse.

Acta orthop. belg. 37, 654-657 (1971)

UHTHOFF, H.K., F.L. DUBUC

Bone structure changes in the dog under rigid
internal fixation.

Clinical orthopaedics, 81, 165-170 (1971)

VITALI, H.P.

Die biologischen Grundlagen der Knochen-
transplantation.

Z.f.Orthop. 99, 146 (1965)

WALLRAFF, J.

Leitfaden der Histologie des Menschen.

Urban & Schwarzenberg Verlag (1967)

WILLENEGGER, H., S.M. PERREN, R. SCHENK

Primäre und sekundäre Knochenbruchheilung.

Chirurg, 42, 241-252 (1971)

WILLENEGGER, H.

Verplattung und Marknagelung bei Femur-
und Tibiaschaftfrakturen: Pathophysiolo-
gische Grundlagen.

Chirurg, 46, 145-151 (1975)

ZENKER, H.

Entwicklung und Erprobung einer elastischen
Osteosyntheseplatte.

Fortschr. Med. 93, 942 (1975)

ZENKER, H.

Entwicklung und Erprobung einer elastischen
Osteosyntheseplatte im Tierexperiment.
Habilitationsschrift Ludwig-Maximilians-Univ.
München (1974)

ZENKER, H., W. HEPP, M. UNGETHÜM, H. BRUNS

Sind von einer sogenannten elastischen Osteo-
syntheseplatte gegenüber einer starren Platte
Vorteile für die Knochenbruchheilung zu er-
warten?

Z.Orthop. 113, 765-768 (1975)

DANKSAGUNG

Für die Überlassung des Themas danke ich Herrn Priv. Doz.
Dr. H. ZENKER.

Herrn Prof. Dr. A.N. WITT, dem Direktor der Orthopädischen
Klinik und Poliklinik der Universität München, gilt mein
Dank dafür, daß ich im histologischen Labor der Orthopädi-
schen Universitätsklinik die histologischen Präparate aus-
werten durfte.

Für die Herstellung der Gewebsschnitte und für die Färbung
der Präparate danke ich der Frau S. Suchar vom histologi-
schen Labor der Orthopädischen Universitätsklinik.

Herrn Priv. Doz. Dr. K. PRECHTL vom Pathologischen Institut
der Universität München danke ich für die Anregungen bei
der Beurteilung der histologischen Präparate.

Für die Unterstützung beim Schreiben der Arbeit bedanke
ich mich beim Fräulein G. Gießmann.

LEBENS LAUF

Am 18. April 1950 wurde ich als erstes Kind des Johann Friedl, Jurist, und seiner Ehefrau Katharina, geb. Skublics, in Freudenberg, in der CSSR, geboren. Ich habe noch einen jüngeren Bruder.

Im Juni 1968 legte ich an der Mittleren Allgemeinbildenden Schule in Preßburg meine Reifeprüfung ab. Wegen der politischen Ereignisse in der CSSR im Jahre 1968 bin ich in die Bundesrepublik Deutschland emigriert. Im Jahre 1974 erhielt ich die deutsche Staatsangehörigkeit. Nach zwei Semestern Studienkolleg in München bestand ich am 7.10.1969 die Eignungsprüfung für das Studium an einer deutschen Universität.

Im Wintersemester 1969/70 begann ich das Medizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität in München. Hier legte ich nach zwei vorklinischen Semestern am 12.10.1970 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung, nach weiteren drei vorklinischen Semestern am 13.4.1972 die Ärztliche Vorprüfung ab. Die klinischen Semester, vom Sommersemester 1972 bis Wintersemester 1974/75 studierte ich ohne Unterbrechung ebenfalls in München. Am 18.6.1975 legte ich an der Ludwig-Maximilians-Universität in München mein Medizinisches Staatsexamen mit der Note "gut" ab.

Zur Zeit stehe ich in meiner praktischen Ausbildung als Medizinalassistent am Kreiskrankenhaus Kelheim.

